



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 197 41 982 A 1**

⑤1 Int. Cl.⁶:
A 61 B 5/0295
A 61 B 6/00
A 61 B 5/11
G 01 B 9/04

②1 Aktenzeichen: 197 41 982.8
②2 Anmeldetag: 23. 9. 97
④3 Offenlegungstag: 8. 10. 98

DE 197 41 982 A 1

⑥6 Innere Priorität:
196 38 873. 2 23. 09. 96

⑦1 Anmelder:
Blazek, Vladimir, Prof. Dr.-Ing., 52074 Aachen, DE

⑦4 Vertreter:
München . Rösler Anwaltskanzlei, 80689 München

⑦2 Erfinder:
Erfinder wird später genannt werden

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Vorrichtung zur orts aufgelösten, berührungslosen und funktionellen Visualisierung der dermalen Blutperfusion

⑤7 Beschrieben wird eine Vorrichtung zur nichtinvasiven, berührungslosen Visualisierung der dermalen Gefäßstrukturen und der orts aufgelösten Hämodynamik im Bereich der menschlichen Extremitäten mit

- mindestens einer Lichtquelle, deren Licht das Meßareal kodiert beaufschlagt und das von dem Meßareal teilweise reflektiert bzw. zurückgestreut wird,
- einem Lichtdetektorsystem, das das zurückgestreute Licht empfängt, und
- einer Steuer- und Auswerteeinheit, an der die Ausgangssignale anliegen.

Die Erfindung zeichnet sich dadurch aus, daß ein Abbildungssystem vorgesehen ist, das die Meßstrahlen in ihrer räumlichen und spektralen Aufteilung gezielt selektiert, den Bereich des Meßareals auf das Lichtdetektorsystem abbildet, das dort auftreffende Licht räumlich und zeitlich aufgelöst erfaßt, die Bildsignale analysiert, Blutvolumenschwankungen erkennt und visualisiert.

Best Available Copy

DE 197 41 982 A 1

Beschreibung

Die Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zur nichtinvasiven Erfassung der dermalen Blutperfusion in menschlichen Extremitäten gemäß dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1.

Eine Vorrichtung, von der bei der Formulierung des Oberbegriffs des Patentanspruchs 1 ausgegangen wird, ist beispielsweise aus der EP-A-0 063 649 bekannt. Diese Vorrichtung weist einen Sensor auf, der wenigstens eine Lichtquelle und ein Lichtdetektor aufweist. Auf diese Druckschrift wird im übrigen zur Erläuterung aller hier nicht näher beschriebenen Begriffe ausdrücklich verwiesen.

Ferner sind zweikanalige Vorrichtungen bekannt geworden, die nach dem aus der EP-A-0 063 649 bekannten Prinzip arbeiten.

Darüber hinaus sind in den letzten Jahren eine ganze Reihe weiterer Vorrichtungen zur nichtinvasiven Erfassung der dermalen Blutperfusion entwickelt worden. Hierbei sind insbesondere Vorrichtungen für Screening-Meßmethoden, für transkutane, funktionelle Studien der venösen und/oder arteriellen Hämodynamik zu nennen. Zu den bei diesen Vorrichtungen realisierten Meßmethoden zählt auch die von A. B. Hertzman in "The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph" (Amer. J. Physiol. 124 (1938)) beschriebene Photoplethysmographie (PPG).

Ferner ist die PPG an den Akren zur Quantifizierung der arteriellen Blutvolumenpulse und der Endstrombahnoszillationen einsetzbar. Dies wird beispielsweise von V. Blazek und U. Schultz-Ehrenburg in "Quantitative Photoplethysmography - Basic facts and examinations tests for evaluating peripheral vascular functions" (VDI Verlag, Düsseldorf, Fortschritt-Berichte, Reihe 20, Nr. 192, 1996) beschrieben.

Der PPG-Technik liegt die Tatsache zu Grunde, daß Licht im nahen Infrarotbereich um 800 nm von Hämoglobin bzw. von Blut wesentlich stärker als von Gewebe absorbiert wird. Da eine Gefäßerweiterung immer mit einer Zunahme des Blutvolumens verbunden ist, vergrößert sich zwangsläufig auch das Absorptionsvolumen. Sendet man nun energiearmes Infrarotlicht in das Gewebe, so wird ein Detektor in der Nähe der Lichteinkopplung mit Zunahme des Blutvolumens im Meßareal weniger Licht empfangen.

Überwiegend werden bei der Durchführung der bekannten Methode der quantitativen PPG einkanalige Vorrichtungen verwendet.

Die gegenwärtigen klinischen Erfahrungen mit einkanaligen quantitativen Photoplethysmographen (D-PPG-Gerät) belegen die Wertigkeit der Methode bei der punktförmigen Registrierung integraler, zeitabhängiger Variationen der Hautdurchblutung. Neueste Erkenntnisse zeigen aber auch, daß von einer lokal durchaus unterschiedlichen Perfusion auszugehen ist und diese ortsaufgelösten Variationen nach dem derzeitigen Stand der Technik nicht erfassbar sind.

Die klassische (aktive) Infrarot-Photographie, die H. Haxthausen in "Infra-red photography of subcutaneous veins: demonstration of concealed varices in ulcer and eczema of the leg" (Brit. L. Dermatol. 45 (1933)) beschreibt, ebenso wie die von E. D. Cooke und M. F. Pilcher in "Thermography in diagnosis of deep venous thrombosis" (Brit. Med. J. 523 (1973)) erwähnte (passive) Thermographie und die von G. E. Nilsson, A. Jakobsson und K. Wardell entwickelte Laser-Doppler-Perfusionstechnik, die in "Tissue perfusion monitoring and imaging by coherent light scattering" (SPIE Proceedings, Vol. 1524 (1991)) dargelegt ist, erlauben zwar eine statische Visualisierung der hautnahen Gefäßnetze oder der Blutflußverteilung, eine funktionelle, spatiale und zeitliche Auflösung im Sinne eines hämodynamischen

Mappings ist jedoch nicht möglich.

Die weiterentwickelte PPG-Methode, die auf einem mehrkanaligen Verfahren unter Verwendung des quantitativen photoplethysmographischen Prinzips (D-PPG Geräte) beruht, erlaubt es zwar, segmentale und kontralaterale Simultanmessungen durchzuführen, eine hämodynamische Ortsauflösung im Sinne eines funktionellen PPG-Mappings ist aber auch mit diesen Systemen nicht gegeben.

Es ist die Aufgabe der Erfindung, eine Vorrichtung gemäß dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1 derart weiterzubilden, daß sie die Erfassung der dermalen (venösen und/oder arteriellen) Blutperfusion in menschlichen Extremitäten berührungslos, orts- und zeitaufgelöst, kostensparend und klinisch relevant bei einfacher Handhabung erlaubt.

Eine erfindungsgemäße Lösung dieser Aufgabe ist im Patentanspruch 1 gekennzeichnet. Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand der folgenden Ansprüche.

Es wird von einer Vorrichtung zur nichtinvasiven Erfassung der dermalen Blutperfusion in menschlichen Extremitäten ausgegangen, bei der das Licht wenigstens einer Lichtquelle ein Meßareal beaufschlagt. Das aus dem Meßareal kommende Licht wird von einem Lichtdetektorsystem empfangen. Die Ausgangssignale des Lichtdetektorsystems liegen an einer Steuer- und Auswerteeinheit an.

Erfindungsgemäß ist ein optisches System vorgesehen, das den Bereich des Meßareals auf das Lichtdetektorsystem abbildet. Das Lichtdetektorsystem erfaßt das reflektierte Licht räumlich und zeitlich aufgelöst. Diese erfindungsgemäße Vorgehensweise steht im Gegensatz zum Stand der Technik, bei der sowohl die Lichtsender als auch die Lichtempfänger mehr oder weniger direkt auf die Haut aufgesetzt werden.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung ermöglicht damit ein berührungsloses, funktionelles PPG-Mapping, also eine orts- und zeitaufgelöste Darstellung der Blutvolumenschwankungen in der Haut bei ruhenden oder übenden Patienten.

Dabei ist es vorteilhaft, die Reflexion an der Gewebeoberfläche zu unterdrücken, da diese Signalanteile keine Information über den dermalen Blutperfusionszustand tragen. Darüber hinaus ist es schwierig, den von den Blutgefäßen reflektierten Signalanteil von dem Signalanteil zu trennen, der durch Reflexion an der Hautoberfläche erzeugt wird.

Die klinische Relevanz dieses neuartigen, völlig belastungs- und komplikationsfreien, funktionellen Imagingverfahrens in der medizinischen Diagnostik soll mit folgenden Anwendungsmöglichkeiten beispielhaft verdeutlicht werden:

- Anatomisch-topographische on-line Darstellung der kutanen Gefäßnetze,
- Darstellung der hautnahen Gefäßmißbildungen,
- On-line-Navigationshilfe für sichere Einführung der Punktionsnadel, z. B. während der Injektion gefährlicher Therapeutika (Sklerotherapie, Chemotherapie) oder bei der Einführung von Kathetern,
- Berührungslose Erfassung und Visualisierung der peripheren venösen und arteriellen Hämodynamik, je nach Wunsch ortsaufgelöst oder integral (ortsgemittelt).

Die Erfindung wird nachstehend ohne Beschränkung des allgemeinen Erfindungsgedankens anhand von Ausführungsbeispielen unter Bezugnahme auf die Zeichnungen exemplarisch beschrieben, auf die im Übrigen bezüglich der Offenbarung aller im Text nicht näher erläuterten erfindungsgemäßen Einzelheiten ausdrücklich verwiesen wird.

Es zeigen:

Fig. 1 den prinzipiellen Aufbau der Vorrichtung,

Fig. 2 Funktionsweise einer "intelligenten" Maske, die nur mehrfach gestreute blutvolumenkodierte Photonen zur Detektion zuläßt,

Fig. 3 Beispiel der Visualisierung der Unterschenkel-Hautgefäße mit unselektierten und selektierten Licht,

Fig. 4 Beispiel der funktionellen Visualisierung der Hautgefäße am Unterschenkel mit berechneter Dynamik der Blutvolumenentleerung in Arealen a, b und c während des sog. Venenverschluß-Tests,

Fig. 5 Beispiel der funktionellen Visualisierung der Hautgefäße des Unterschenkels mit berechneter Blutvolumendynamik im Areal d während des sog. Muskelpumpen-Tests.

Fig. 1 zeigt schematisch ein Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Meßanordnung. Das Licht einer vorzugsweise polychromatischen Lampe (1) wird mit einem IR-A-Filter (2) selektiert und beleuchtet über eine "intelligente" Maske (3), die als Bildfeldblende dient, die untersuchte Körperoberfläche (KO). Wird zu Beleuchtungszwecken eine selektive Lichtquelle verwendet (z. B. Laser- oder LED-Arrays gleicher oder verschiedener Emissionswellenlänge), kann auf die Verwendung des Filters (2) verzichtet werden. Der Bildsensor (5), vorzugsweise eine extrem rauscharme CCD-Kamera ($S/N > 80$ dB), visualisiert die durch Blutvolumenschwankungen kodierte Reflexions- oder Transmissionsunterschiede im abgebildeten Bereich der untersuchten Körperoberfläche. Die Unterdrückung von Störungen durch Fremdlicht und eine bessere Kontrastdarstellung der blutgefüllten Gewebssstrukturen wird durch einen schmalbandigen, vorzugsweise in seinem Durchlaßbereich elektronisch durchstimmbaren optischen Filter (4) vor dem Bildsensor erreicht. Das Videosignal des Bildsensors (5) wird von einer Auswerteeinheit (6) (in der Regel ein PC mit Videokarte zur Digitalisierung des Bildsignals und entsprechendem Imagingsoftware) analysiert, visualisiert und archiviert.

Die Funktionsweise einer "intelligenten" Maske (3) verdeutlicht die Fig. 2. Diese Maske bewirkt vorzugsweise eine schachbrettartige Beleuchtung des Objektes. Das Meßlicht (L1) beleuchtet die Hautoberfläche (HA) nur in den Quadranten (3b). Die Photonen dringen in die Haut ein, illuminieren nach Mehrfachstreuung die Gefäßnetze und treten schließlich, in aller Regel räumlich versetzt, teilweise wieder aus der Hautoberfläche aus. Nur aus den nicht direkt beleuchteten Quadranten (3c) werden die mehrfach gestreuten, blutvolumenkodierten Photonen (L2) zur Detektion zugelassen. Die lichtundurchlässigen Abschattungsquadrate (3a), die sich zwischen (3b) und (3c) befinden, bilden eine Sperre für die oberflächennah zurückgestreuten Photonen, die noch keine Meßinformation mittragen, da sie das blutvolumengefüllte Gefäßbett noch nicht transilluminieren haben. Durch die Größe der Sperrquadrate (3a) läßt sich somit die Eindringtiefe bzw. Fluglänge der zum Meßsignal beitragenden Photonen einstellen. Die "intelligente" Maske kann ausgebildet sein z. B. als ein nichtreziprokes optisches Bauelement (Prisma mit schachbrettartiger Spiegelstruktur in der Diagonale), als ein elektronisch steuerbares LCD-Filter oder als eine "virtuelle" Maske, die auf der Bildauswerteseite softwaremäßig realisiert wird.

Ein Beispiel der (zunächst statischen) Visualisierung der Hautgefäße an der Innenseite des Unterschenkels zeigt die Fig. 3. Links ist eine konventionelle Aufnahme mit unselektiertem Licht im sichtbaren Bereich der Strahlung, daneben eine Aufnahme mit selektiertem IR-A-Licht. Der Unterschied in der Gefäßdarstellung ist offensichtlich und zeigt, wie allein durch eine sinnvolle Beleuchtungsstrategie der Kontrast zwischen Blutgefäßen und Gewebe verbessert werden kann. Der Untersucher erhält so eine unkomplizierte

und kostengünstige Meßvorrichtung, die die Erkennung und Verfolgung von oberflächennahen Gefäßstrukturen auf einfache Art und Weise möglich macht.

Der wesentliche Vorzug der erfindungsgemäßen Vorrichtung liegt jedoch in der Möglichkeit, hämodynamische Studien orts aufgelöst und berührungslos durchführen zu können. Dazu werden Bildserien des gleichen Hautareals bei ruhendem Patienten oder bei gezielter Patientenübung aufgenommen, aus denen das dynamische Verhalten der Hautperfusion (Blutvolumenänderung) errechnet werden kann. In den Fig. 4 und 5 sind zwei Beispiele hierzu aufgeführt.

Fig. 4. demonstriert die Anwendung der erfindungsgemäßen Vorrichtung bei der Diagnostik der venösen Thrombosen in den unteren Extremitäten. Die Aufnahme links zeigt die Unterschenkel-Innenseite (dicht unterhalb des Knies) eines liegenden Patienten mit Krampfadern. Das Bein ist leicht angehoben, der Unterschenkel dann horizontal gelagert. Mit einer Staumanschette (erkennbar links unten) wird gezielt das Abfließen des Venenblutes aus der Extremität vorzugsweise für 2 Minuten gehindert, so daß sich die künstlich gestauten Unterschenkel-Venen sich voll blutgefüllt darstellen. Die erste, hier gezeigte Aufnahme der Bildserie, fand 6 Sekunden vor Stauende statt. Das gesamte Meßgebiet wurde in 100 Areale aufgeteilt. 100 "virtuelle Sensoren" erfassen die mittlere Helligkeitsänderung in jedem Areal, die wiederum von der Blutvolumenkinetik abhängig ist. Die errechnete Dynamik des Blutabstroms aus dem gestauten Unterschenkel ist auf der rechten Seite der Fig. 4 dargestellt. Dargestellt ist die mittlere Signaländerung in den drei ausgesuchten Hautarealen (a), (b) und (c) in einem Zeitabschnitt von 50 Sekunden. Analog zu den aus der PPG-Technik bekannten, jedoch nicht orts aufgelösten Registrierungen, steigt das Meßsignal mit Abnahme des Blutvolumens im Meßareal. In allen drei Arealen war der gestaute Venenpool innerhalb von 4 bis 6 Sekunden nach Stauende aus der Extremität abgeflossen, einem physiologischen Befund entsprechend. Dennoch sind lokale Unterschiede der Entleerungskinetik vorhanden. Bei hämodynamisch wirksamen Abstromhindernissen (venöse Thrombosen oder Abstromhindernisse anderer Genese), erfolgt die Beinentleerung wesentlich langsamer (s. z. B. in: V. Blazek und U. Schultz-Ehrenburg in "Quantitative Photoplethysmography-Basic facts and examinations tests for evaluating peripheral vascular functions", VDI Verlag, Düsseldorf, Fortschritt-Berichte, Reihe 20, Nr. 192, 1996). Daher kann die orts aufgelöste Messung der Entleerungsdynamik erstmals Auskunft über lokale Folgen solcher Hindernisse geben.

Fig. 5 zeigt schließlich die Änderung der Hautperfusion im ausgewählten Bereich (e) der Wade während des sog. Muskelpumpen-Tests. Auch dieser klassische PPG-Untersuchungstest ist in dem o. e. Buch beschrieben. Infolge der Muskelbetätigung (rhythmische Flexionen im Sprunggelenk sitzend) innerhalb der ersten etwa 20 Sekunden wird das venöse Blut aus dem Meßareal ausgeschöpft, so daß das Meßsignal steigt. In der nun folgenden Phase der Muskelruhe füllt sich nun das Bein langsam wieder mit Blut auf (bei Venengesunden nur über den arteriellen Einstrom in die Extremität). Bei Venenkranken ist der Wiederauffüll-Vorgang beschleunigt. Die in der Fig. 5 rechts dargestellte "raw data"-Auffüllkinetik läßt bereits eine eindeutige Interpretation und Quantifizierung dieses Vorgangs zu (die Abweichungen von dem idealen exponentiellen Kurvenverlauf "expo fit" sind in diesem Fall gering), verdeutlicht aber auch, daß Bewegungsartefakte (die Wade war im Blickfeld der CCD-Kamera (5) nicht fixiert) u. U. die Diagnose erschweren könnten. Eine softwaremäßige Korrektur dieser Artefakte kann hier eine Abhilfe schaffen.

Soll die Vorrichtung zur Erfassung der Blutperfusion z. B.

an den Fingern im Transmissionsmodus oder für andere Aufgaben erfolgen, dann kann eine vollflächige Beleuchtung (ohne Maske (3)) beibehalten werden. Soll als Bildsensor ein mechanischer Scanner verwendet werden, dann kann die Beleuchtung vorzugsweise ringförmig um die Detektionsstelle erfolgen, wobei sich Beleuchtung und Detektionsstelle synchron über der Hautoberfläche befinden müssen. Für die funktionelle Bildauswertung können die Helligkeitsunterschiede einzelner Pixel oder programmierter Pixelverbände herangezogen werden. Analog zu der klassischen PPG-Technik können aus der Kinetik der orts aufgelösten Helligkeitsschwankungen funktionelle Bewertungsparameter der venösen (venöse Auffüllzeit, venöser Abstrom) oder arteriellen Hämodynamik (Formparameter des herzsynchronen Blutvolumenpulses) gewonnen werden. Nach der Durchführung der Bildauswertung kann somit erstmals z. B. die orts aufgelöste Durchblutungsqualität der Handinnenfläche in Echtzeit visualisiert werden, die sich beispielsweise periodisch mit der Herzfrequenz ändert. Dies kann wiederum zur funktionellen Diagnostik der peripheren arteriellen Gefäßerkrankungen resp. zur Lokalisation der Gewebsgebiete mit Perfusionsdefizit herangezogen werden.

Die erforderliche Zeitauflösung der erfindungsgemäßen Vorrichtung ergibt sich naturgemäß aus der Geschwindigkeit der Blutvolumenänderungen und liegt vorzugsweise bei 1 s für venöse und bei 0.1 s für arterielle Anwendungen. Die Ortsauflösung variiert je nach medizinischer Fragestellung und liegt typisch bei etwa 100 Arealen pro Aufnahme, maximal bei der vollen Auflösung des verwendeten Sensors (5).

Bei gleichzeitiger Beleuchtung mit zwei oder mehreren selektiven Lichtquellen oder bei Beleuchtung mit polychromatischem Licht und Selektion der rückgestreuten Photonen (L2) in zwei oder mehr sinnvoll gewählten Wellenlängengebieten (vorzugsweise mit Hilfe eines elektronisch durchstimmbaren Filters (4) z. B. bei Wellenlängen um 900 nm und 650 nm) ist mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung erstmals auch ein Sauerstoffgehalt- oder Glukosegehalt-Mapping des Gewebes bzw. des im Gewebe enthaltenen Blutanteils möglich.

Die Hauptanwendungsgebiete der erfindungsgemäßen Vorrichtung, eines PPG-Imagers, liegen in der phlebologischen und anisologischen Screeningdiagnostik der peripheren Hämodynamik, in der Dermatookologie (Blutvolumenkodierte Visualisierung von Tumoren), der Allergologie (Blutperfusion bei endogenen Ekzemen, Psoriasis), der Verbrennungs- und Zahnmedizin (Vitalitätskontrolle der implantierten Haut oder der Schleimhäute) und der Quantifizierung der Wundheilung.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur nichtinvasiven Erfassung der dermalen Blutperfusion in einem Meßareal an menschlichen Extremitäten, mit
 - mindestens einer Lichtquelle, deren Licht das Meßareal beaufschlagt und von dem Meßareal und den darunterliegenden Schichten reflektiert wird,
 - einem Lichtdetektorsystem, das das reflektierte Licht empfängt, und
 - einer Steuer- und Auswerteeinheit, an der die Ausgangssignale des Lichtdetektorsystems anliegen
 dadurch gekennzeichnet, daß ein Abbildungssystem vorgesehen ist, das die Meßstrahlen in ihrer räumlichen und spektralen Aufteilung gezielt selektiert, den Bereich des Meßareals auf das Lichtdetektorsystem abbil-

det, das dort auftreffende Licht räumlich und zeitlich aufgelöst erfaßt, die Bildsignale analysiert, Blutvolumenschwankungen erkennt und visualisiert.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß Mittel vorgesehen sind, die eine selektive Beleuchtung des Meßareals und/oder eine selektive Auswertung des von dem Meßareal kommenden Lichts erlauben.

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß durch die selektive Beleuchtung lediglich ein Teilbereich des Meßareals beleuchtet wird, und daß durch die selektive Auswertung lediglich das aus dem nicht beleuchteten Teil kommende Licht erfaßt und insbesondere ausgewertet wird.

4. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die beleuchteten und die nicht beleuchteten Teile alternierend und insbesondere in Art der Felder eines Schachbretts angeordnet sind.

5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 2 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel wenigstens eine Blende im Strahlengang der Lichtquelle aufweisen.

6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 2 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel wenigstens eine Bildfeldblende im Strahlengang vor dem Lichtdetektorsystem aufweisen.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildfeldblende eine mechanische Blende, ein LCD-Shutter oder dgl. ist.

8. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswerte- und Steuereinheit die Bildfeldblende elektronisch bildet.

9. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildfeldblende softwaremäßig realisiert wird.

10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtquelle mindestens eine polychromatische Lichtquelle, ein IR-Laser oder eine Leuchtdiode (LED) ist.

11. Vorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß der Lichtquelle ein IR-A-durchlässiger Filter nachgeschaltet ist.

12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß Mittel vorgesehen sind, die in mindestens zwei Spektralbereichen gleichzeitig eine selektive Beleuchtung des Meßareals und/oder eine selektive Auswertung des von dem Meßareal kommenden Lichts erlauben.

13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß Mittel vorgesehen sind, die in mindestens zwei Spektralbereichen nacheinander eine selektive Beleuchtung des Meßareals und/oder eine selektive Auswertung des von dem Meßareal kommenden Lichts erlauben.

14. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 12 und 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung die Bestimmung der orts- und zeitaufgelösten Sauerstoffsättigung des Blutes erlaubt.

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

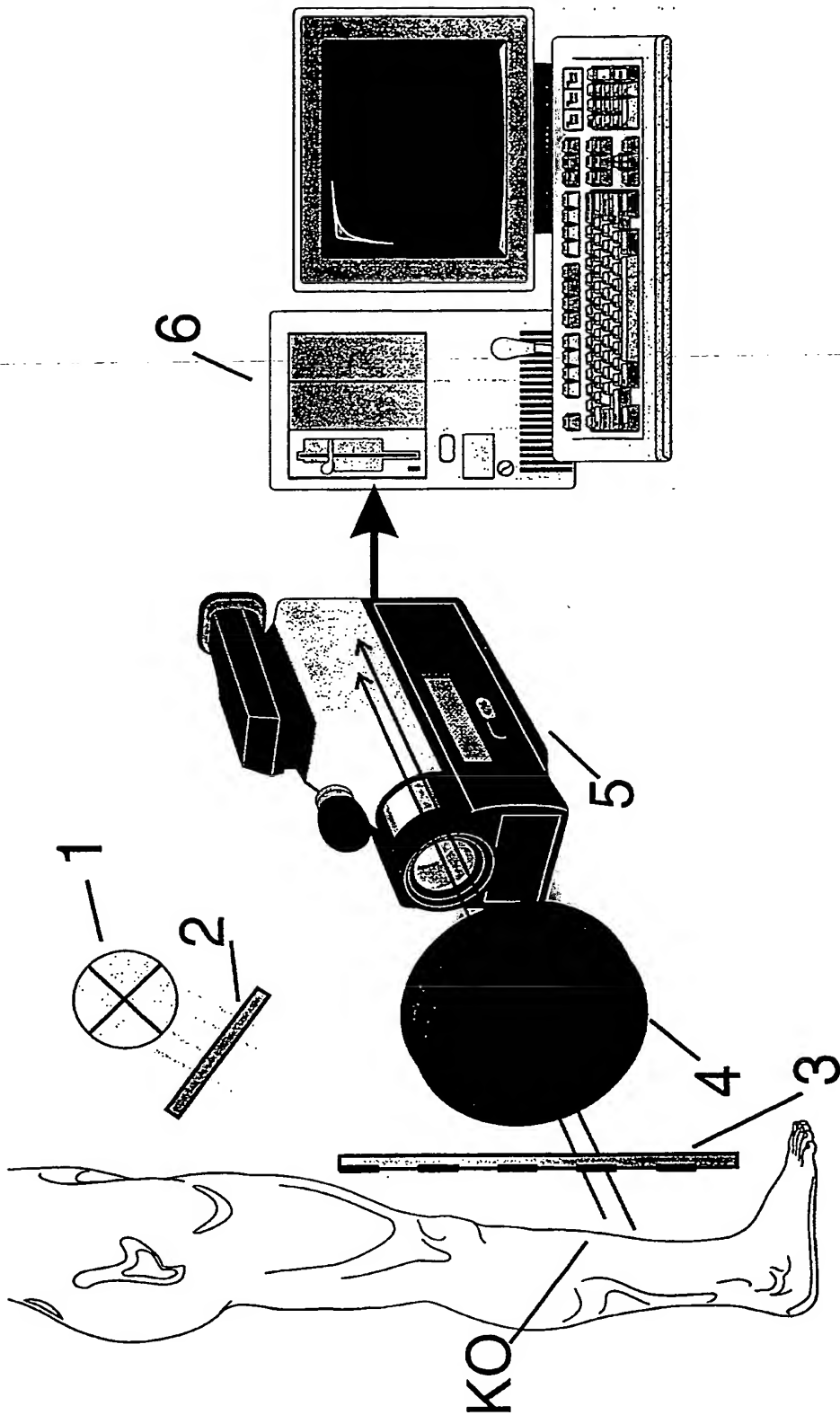


Fig. 1

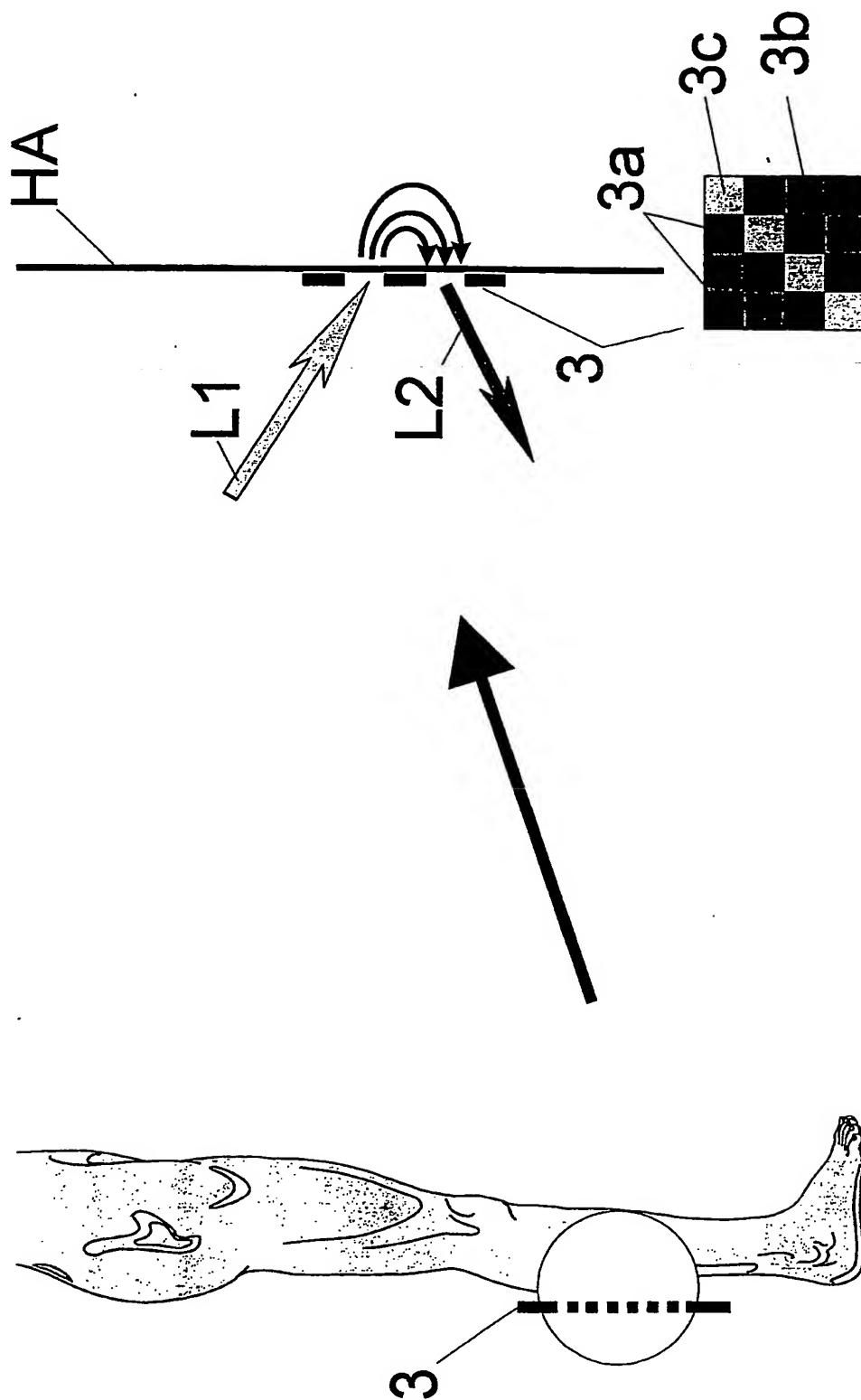


Fig. 2



Fig. 3



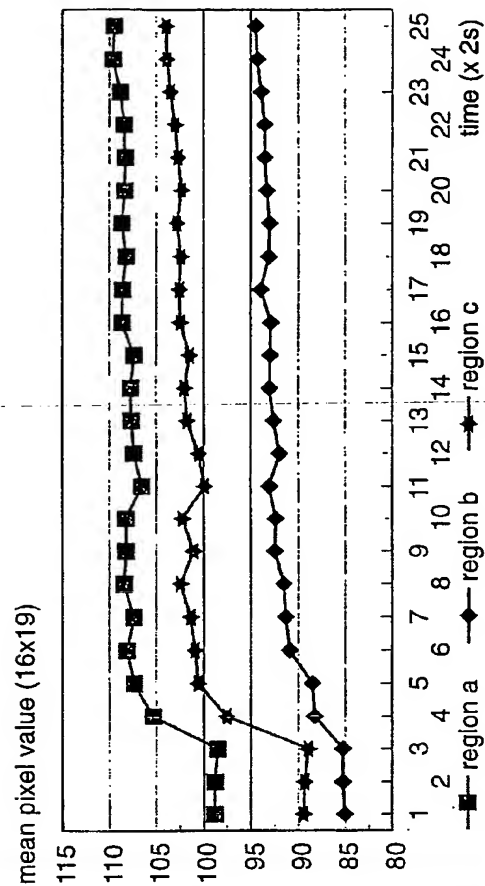
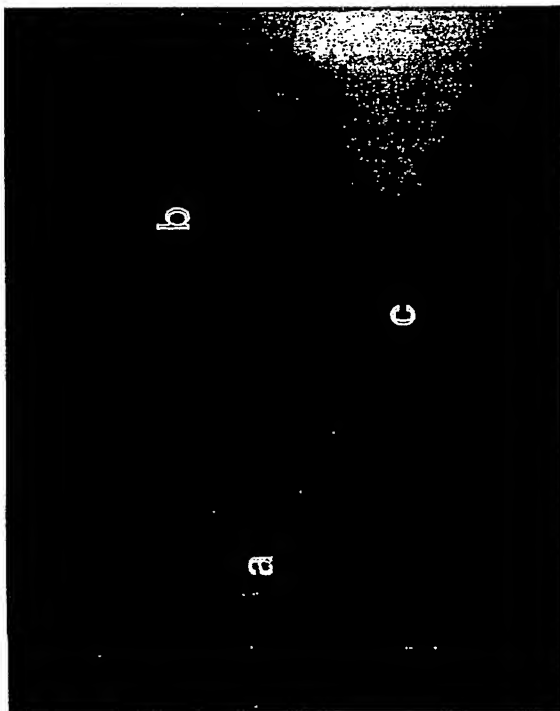


Fig. 4



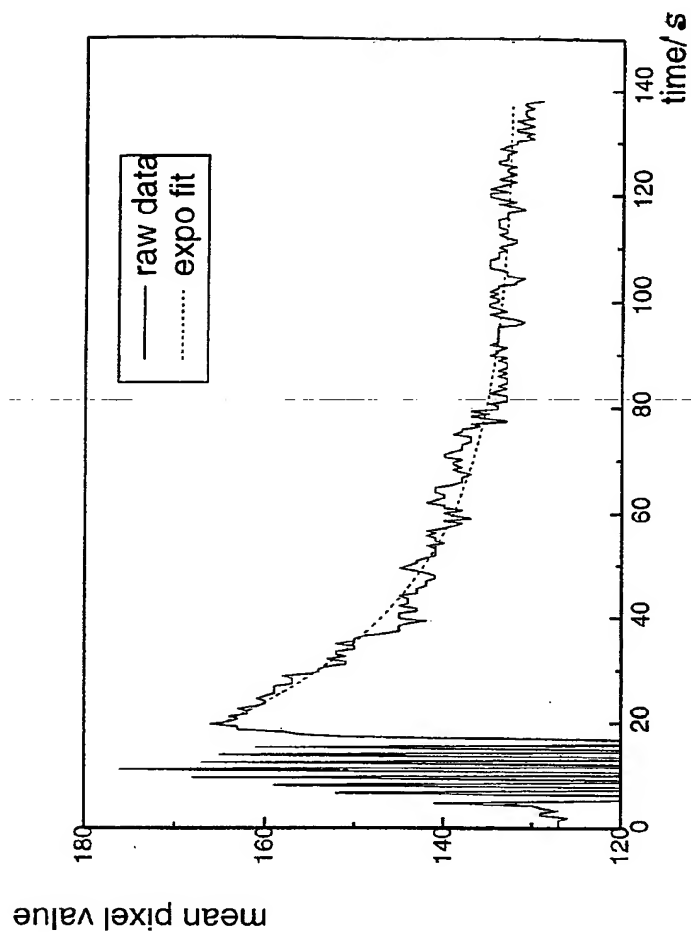
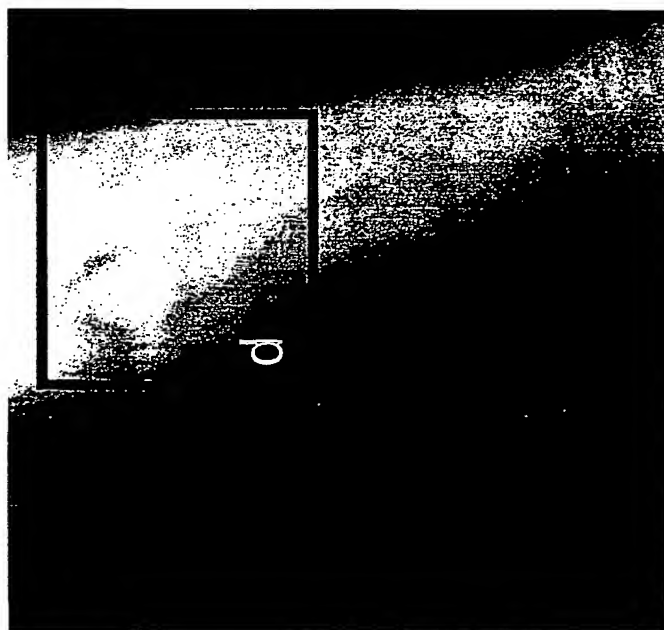


Fig. 5



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.